



Localisation des endommagements dus à l'accouchement : simulation numérique du passage de la tête foetale

Charles Jayyosi, Pauline Lecomte-Grosbras, Christian Duriez, Chrystèle Rubod, Nacim Betrouni, Mathias Brieu

► To cite this version:

Charles Jayyosi, Pauline Lecomte-Grosbras, Christian Duriez, Chrystèle Rubod, Nacim Betrouni, et al.. Localisation des endommagements dus à l'accouchement : simulation numérique du passage de la tête foetale. 11e colloque national en calcul des structures, CSMA, May 2013, Giens, France. hal-01717099

HAL Id: hal-01717099

<https://hal.science/hal-01717099>

Submitted on 25 Feb 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Public Domain

Localisation des endommagements dus à l'accouchement : simulation numérique du passage de la tête fœtale

C. JAYYOSI¹, P. LECOMTE-GROSBRAS^{1*}, C. DURIEZ³, C. RUBOD^{2,4}, N. BETROUNI², M. BRIEU¹

¹ Ecole Centrale de Lille, LML-UMR 8107, charles.jayyosi@gmail.com, pauline.lecomte@ec-lille, mathias.brieu@ec-lille.fr

² INSERM U703, chrystele.rubod@chru-lille.fr, nacim.betrouni@inserm.fr

³ INRIA, SHACRA, christian.duriez@inria.fr

⁴ CHRU de Lille, chrystele.rubod@chru-lille.fr

* Auteur correspondant

Résumé — D'un point de vue mécanique, l'accouchement induit des sollicitations des tissus à l'origine d'endommagements. Afin de mieux localiser ces endommagements et les troubles induits par l'accouchement un modèle éléments finis, permettant de simuler le passage d'une tête fœtale à travers le système pelvien a été développé. Les éléments anatomiques subissant les déformations les plus importantes ont pu être identifiés. A partir de ce modèle, différentes situations d'accouchement pourront alors être modélisées, et leurs conséquences potentielles sur l'endommagement du système pelvien pourront être évaluées.

Mots clés — simulation éléments finis, accouchement, système pelvien

1. Introduction

Si l'on se réfère à des données récentes 25 à 33 % des femmes estiment que leur accouchement était traumatisant et présentent des symptômes d'un traumatisme lié à l'accouchement [1,2]. Ces traumatismes peuvent être d'ordre psychologique ou d'ordre physique (césarienne, souffrance fœtale, extraction instrumentale, déchirures périnéales). Même si l'accouchement peut être envisagé comme un événement naturel il constitue néanmoins un événement traumatique pour les tissus du système pelvien constituant les organes, les systèmes de suspension ou soutènement, comme les muscles ou les ligaments. La compréhension et la modélisation des endommagements et des troubles induits par un accouchement sont un enjeu de santé important en raison des conséquences que cela peut avoir à long terme sur la statique pelvienne. Le prolapsus génital occasionné concerne près de 30% de la population féminine tous âges confondus [3,4]. L'objectif de cette étude est de simuler numériquement un accouchement afin de mieux identifier et localiser les zones traumatiques pouvant être engendrées.

De nombreuses simulations d'accouchement ont déjà été développées avec deux principaux objectifs [5]. Le premier objectif de ces simulations est pédagogique et consiste à réaliser un simulateur d'accouchement afin de compléter ou améliorer l'apprentissage des obstétriciens [6]. Dans cette catégorie de modèle, les modèles biomécaniques utilisés sont souvent extrêmement simplifiés puisque leur objectif est davantage de reproduire le geste médical que d'obtenir des informations mécaniques sur le déroulement de l'accouchement [7]. La seconde approche est de réaliser ces simulations pour visualiser les effets et les troubles engendrés sur le système pelvien [8-10]. Il convient cependant de souligner qu'aucune modélisation prenant en compte le système complet (organes, muscles pelvien et ligaments) n'a été à ce jour réalisée. C'est dans cette catégorie de simulation que ce travail s'inscrit, avec l'objectif d'améliorer la compréhension des phénomènes mécaniques mis en jeu lors de l'accouchement et de mieux évaluer et localiser les traumatismes pouvant en résulter sur les organes ainsi que l'ensemble du dispositif de suspension et de soutènement (vagin, dispositifs ligamentaires et plancher pelvien).

Dans un premier temps, un modèle éléments finis de femme enceinte à terme a été reconstruit à partir d'analyse d'images IRM. Au cours de ce travail qui constitue une approche simplifiée, le passage de la tête fœtale à travers le col de l'utérus, le vagin et plancher pelvien a uniquement été simulé dans une situation d'accouchement normal (eutocique). Les résultats obtenus sont analysés et discutés.

2. Construction du modèle géométrique

L'objectif est de construire un modèle éléments finis permettant de simuler le passage de la tête fœtale lors de l'accouchement afin d'évaluer les zones les plus sollicitées et donc les zones où les traumatismes seront potentiellement les plus importants. Pour cela il est nécessaire de disposer de la géométrie des organes, des muscles, des ligaments ainsi que de la tête fœtale.

Parmi les travaux disponibles dans la littérature, de nombreuses études, basées sur des modélisations par éléments finis, ont porté sur l'impact de l'accouchement sur le plancher pelvien [8-11]. Par exemple, [9] évalue les efforts exercés sur le plancher pelvien en faisant varier la trajectoire du fœtus, [8] modélise le passage d'une sphère représentant la tête fœtale à travers un plancher pelvien segmenté à partir d'images IRM. Néanmoins ces études présentent deux limites principales, d'une part, la modélisation du plancher pelvien, dont la segmentation IRM est difficile, est très simplifiée, d'autre part ces études ne prennent pas en compte l'effet de l'accouchement sur le reste des organes. Des modélisations comprenant l'ensemble des organes ont également été réalisées, par exemple [5] propose une modélisation assez complète, mais regroupe l'utérus, le vagin, et le plancher pelvien dans un même ensemble volumique. [12] propose un modèle géométrique de la femme enceinte et du fœtus très complet, mais analyse l'effet des ondes électromagnétiques sur le fœtus et non les effets de l'accouchement sur la mécanique du système.

Afin de palier les limites de ces différents modèles existants, l'objectif est ici de construire un modèle où chaque organe est modélisé. Les muscles du plancher pelvien ainsi que les ligaments ont été également pris en compte, car ils constituent les principaux éléments endommagés dont la conséquence sera potentiellement importante à long terme en particulier sur les troubles de la statique pelvienne. Pour cela, les géométries des organes et de la tête fœtale ont été obtenues à partir de segmentation IRM. Le plancher pelvien est obtenu à partir de la fusion de segmentations partielles et de données anatomiques. Enfin la construction du système ligamentaire est obtenue à partir d'une démarche d'optimisation topologique.

2.1. Reconstruction de la géométrie des organes

Afin de reconstruire la géométrie des organes du système pelvien, des images IRM statiques ont été réalisées sur une femme enceinte de 7 mois dument informée et consentante. Les IRM statiques consistent à acquérir une succession d'images 2D séparées d'un pas constant permettant d'observer le volume de la cavité pelvienne. Trois volumes d'images sont acquis suivant les trois incidences axiale, coronale et sagittale (figure 1). Chaque organe est ensuite segmenté manuellement par un gynécologue permettant de récupérer les contours des organes.



Fig. 1. Construction du modèle géométrique : segmentation des organes

Les segmentations de l'utérus, du vagin, de la vessie, du rectum ainsi que du bassin ont été réalisées suivant les trois incidences grâce au logiciel Artimed puis fusionnées. Les volumes obtenus peuvent être observés sur la figure 2.



Fig. 2. Volumes bruts reconstruits des organes

Les volumes obtenus ont ensuite été lissés afin d'obtenir des maillages réguliers, grâce au logiciel open source Blender v2.61 (figure 3). Certaines parties des organes étant faiblement contrastées sur les images IRM n'ont pas été segmentées. On observe par exemple des trous dans le bassin sur la figure 2. Ces zones ont été reconstruites manuellement par prolongement des surfaces segmentées et grâce aux indications de médecins impliqués dans cette étude. La figure 3 représente les surfaces obtenues après lissage et reconstruction des parties non segmentées.



Fig. 3. Volumes lissés des organes

Les IRM ayant été réalisées sur une patiente au 7^{eme} mois de grossesse, les deux derniers mois de grossesse ont été obtenus en faisant évoluer la forme et la position de l'utérus et de la tête fœtale selon les informations des médecins afin de représenter une situation d'accouchement à terme conforme à la réalité. L'utérus garde ainsi sa forme générale ovoïde et continue son expansion vers le haut. Ses dimensions moyennes à terme sont de 31 cm de longueur par 23 cm de largeur pour une capacité de 4.5L. La tête fœtale évolue également de manière à ce que le diamètre bipariétal atteigne environ 94 mm pour un périmètre crânien en moyenne de 35 cm à la naissance. Une homothétie de rapport 1.14 a été appliquée pour l'utérus (de hauteur initiale 28 cm à 7 mois) et de rapport 1.75 pour la tête fœtale dont le diamètre bipariétal initial mesuré sur les IRM était de 80 mm afin de correspondre aux dimensions moyennes au terme de la grossesse. Les simulations envisagées n'ont pas pour objectif de simuler l'ouverture du col de l'utérus. Celui-ci a donc été modifié afin de correspondre à une situation de début de travail avec un col partiellement ouvert.

2.2. Reconstruction du plancher pelvien

Le modèle numérique dispose du bassin osseux, des différents organes pelviens féminins et de la tête fœtale. Le plancher pelvien étant peu contrasté, il est quasiment impossible de le segmenter complètement et d'individualiser les différents muscles présents sur les images IRM. La figure 4 gauche montre une IRM en coupe axiale du système pelvien et illustre bien la difficulté de la segmentation des muscles. La figure 5 droite montre le plancher pelvien partiel issu des segmentations IRM.

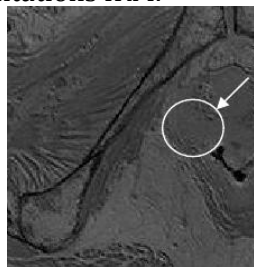


Fig. 4. Gauche : Coupe axiale IRM du système pelvien montrant la difficulté de segmenter les muscles du plancher, Droite : plancher pelvien segmenté

Pour reconstruire le plancher pelvien, il a donc été nécessaire de le redessiner manuellement. Pour cela, les surfaces issues de la segmentation IRM ont été prolongées et la géométrie d'un plancher pelvien anatomiquement conforme a été recréée grâce aux planches anatomiques disponibles dans la littérature [13] et aux indications des médecins. La figure 5 montre à gauche une planche anatomique où les différents chefs musculaires du plancher pelvien peuvent être identifiés et à droite, le plancher pelvien qui a été reconstruit sous le logiciel Blender. Différents chefs musculaires ont été séparés ce qui permettra d'identifier les muscles du plancher les plus sollicités lors de l'accouchement et donc ceux qui ont le plus grand risque d'être endommagé.

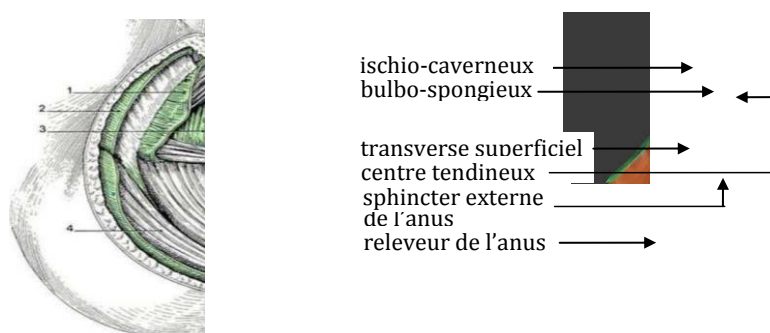


Fig. 5. Plancher pelvien reconstruit grâce aux planches anatomiques [12]

2.3. Reconstruction des ligaments pelviens

Le modèle numérique comporte maintenant les différents organes, le cadre osseux ainsi que le plancher pelvien qui soutient les organes. Afin de compléter le modèle, il est nécessaire de reconstruire le système ligamentaire. En effet les ligaments constituent le principal système de suspension des organes du système pelviens et leur endommagement peut avoir des conséquences à long terme importante en particulier sur la statique pelvienne. D'autre part ceux-ci sont invisibles sur les IRM, il ne peuvent donc être reconstruits par segmentation.

Ainsi, le système ligamentaire de la femme non enceinte a été adapté au système pelvien de la femme enceinte. La figure 6 montre un modèle numérique de système pelvien de femme non enceinte. Ce système pelvien a été reconstruit à partir de données anatomiques et par optimisation topologique [14], par confrontation de déplacements mesurés sur des images IRM dynamiques et déplacements issus de simulations numériques, afin de rendre compte des mobilités fonctionnelles. Ce système est constitué de 4 paires de ligaments : les ligaments utéro-sacrés, ronds larges et paravaginaux, ainsi que du ligament ombilical qui relie le sommet de la vessie à l'ombilic.

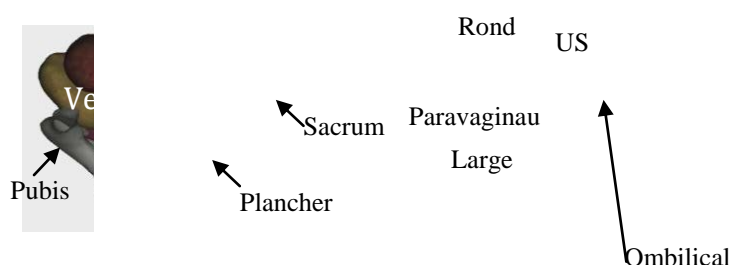


Fig. 6. Modèle numérique fonctionnel de la femme non enceinte constitué de l'utérus (U), du vagin (V), de la vessie (Ve), et du rectum (R) ainsi que des paires de ligaments utéro-sacrés (US), ronds, larges, paravaginaux et du ligament ombilical.

Tous ces ligaments, dont le rôle majeur sur la mobilité physiologique des organes a été mis en évidence, ont donc été replacés sur le modèle numérique de la femme enceinte. La

position de ces ligaments a été définie de manière identique à la position des ligaments de la femme non enceinte. La figure 7 montre le modèle numérique complet de la femme enceinte.



Fig. 7. Reconstruction du système ligamentaire de la femme enceinte.

3. Construction du modèle mécanique

3.1. Modèle mécanique

Les simulations ont été effectuées en première approximation avec une hypothèse de comportement élastique linéaire isotrope en grandes transformations. Les propriétés mécaniques des différents tissus sont issues de la littérature [15] (tableau 1). Il est à noter que ces propriétés ont été identifiées à partir d'essais mécaniques effectués sur prélèvements de tissus cadavériques de femmes non enceinte. Celles-ci peuvent donc être différentes des propriétés mécaniques des tissus de la femme enceinte qui peuvent être modifiées sous l'effet des changements hormonaux ayant lieu au cours de la grossesse [16-17]. Dans la mesure où nous travaillons sur des tissus mous qui possèdent une forte teneur en eau, un coefficient de Poisson de 0.45 a été utilisé afin de traduire la très faible compressibilité de ces matériaux. Le bassin osseux ainsi que la tête fœtale ont été modélisés comme des solides indéformables.

Objet	Module de Young (Mpa)	Epaisseur/Diamètre (mm)
Rectum	3.6	3
Vagin	15	4
Vessie	2.4	3
Ligament Utéro-sacré	71.7	8
Ligament Rond	45.1	4
Ligament Large	19.5	4
Plancher Pelvien*	20	10
Utérus*	15	30

* : données qualitatives

Tab 1 – Propriétés mécaniques

Le code de calcul open source SOFA, développé par l'INRIA (www.sofa-framework.org), a été utilisé. Ce code, initialement développé dans un objectif de simulation en temps réel, présente des performances numériques en termes de temps de calcul qui permet d'appréhender avec sérénité les coûts de calcul induits par les processus itératifs de résolution par optimisation. En outre SOFA a été développé de sorte à gérer au mieux les problématiques de contacts et de non-pénétrations des objets au cours de la simulation. Le modèle éléments finis que nous considérons utilise pour les organes des éléments de coque et pour les ligaments des éléments de cordes. Les épaisseurs des coques, pour les organes, et les diamètres des cordes, pour les ligaments, sont basés sur des considérations anatomiques [13].

D'autre part, comme le milieu est extrêmement lubrifié, en raison de la présence de fluides corporels et à la perte des eaux, les contacts entre les organes ont été gérés uniquement par une condition de non-pénétration des organes et un coefficient de frottement nul. Les observations effectuées sur les IRM ainsi que les données de la littérature [13-14] montrent qu'il existe entre les organes des tissus conjonctifs appelés fascias. Ces fascias participent au système de

suspension des organes et permettent d'assurer la cohésion du système. En particulier, ils entraînent un accollement de la vessie sur le pubis ainsi que du rectum sur le sacrum. Ils entraînent de plus une adhérence du vagin d'une part à la vessie sur sa partie antérieure et d'autre part au rectum sur sa partie postérieure. Il est en outre connu que la vessie et rectum se vident au cours de l'accouchement, ces organes étant donc des cavités fermées constituées de deux parois minces en contact l'une de l'autre. C'est pourquoi la vessie et le rectum n'ont pas été considérés lors de la simulation. Afin de prendre en compte les fascias (le vagin est lié à la vessie qui est elle-même liée au pubis), la face antérieure du vagin a été reliée au pubis par des ressorts tandis que sa paroi postérieure a été reliée au sacrum grâce à des ressorts également.

3.2. Simulation du passage de la tête fœtale

Afin de simuler le passage de la tête fœtale au cours de l'accouchement, la partie haute de l'utérus a été arbitrairement fixée et la descente de la tête a été pilotée en déplacement. L'étude est donc purement cinématique, l'effort de poussée ni son effet sur la sortie de la tête du bébé n'ont été étudiés. La trajectoire de la tête a été définie par l'équipe médicale et par consultation d'ouvrages médicaux détaillant la mécanique de l'accouchement [18-19]. En première approximation, nous avons fait l'hypothèse que les principaux dommages sur le système pelvien étaient engendrés, dans une situation normale d'accouchement par le passage de la tête fœtale. Nous avons donc dans un premier temps négligé le corps du fœtus et simulé uniquement le passage de la tête. La figure 8 résume les différentes étapes de la descente de la tête fœtale.

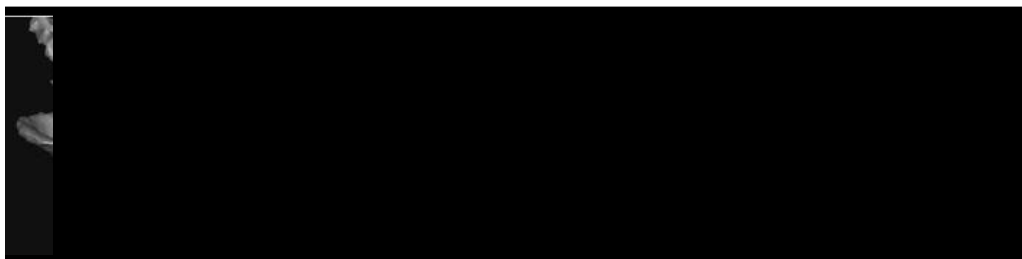


Fig. 8. Trajectoire de la tête fœtale au cours d'un accouchement normal

La trajectoire comprend une première phase au cours de laquelle la tête descend vers le sacrum. Elle effectue ensuite une rotation avant de descendre dans le vagin. Elle se défléchit enfin dans la dernière phase avant de sortir complètement du vagin.

4. Résultats et discussion

La simulation du passage de la tête fœtale lors de l'accouchement est un défi numérique. En effet, la gestion de la collision entre les organes et la tête est un point critique dans la mesure où les contacts sont nombreux et fortement couplés. De plus, les maillages du plancher pelvien et du vagin subissent de très grandes déformations pour laisser passer la tête. En effet le diamètre de la tête est largement supérieur à celui du vagin, ce qui peut donner lieu à des problèmes d'instabilités numériques au niveau des éléments au voisinage de l'ouverture.

Une première série de simulation d'un accouchement normal a été réalisée. L'ensemble des tissus c'est à dire l'utérus, le vagin, la tête fœtale ainsi que le bassin de la patiente et le système ligamentaire sont pris en compte. Les problèmes de contact sont gérés par résolution d'un problème de complémentarité linéaire (LCP). Ces premiers résultats permettent d'évaluer l'impact du passage de la tête fœtale sur le vagin ainsi que sur les systèmes de soutien et de suspension des organes. La figure 9 montre la cartographie des déplacements obtenus à différents stades de l'accouchement.

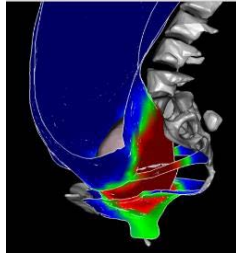


Fig. 9. Champs de déplacement tracé sur les éléments du système pelvien à différents stade de l'accouchement

On peut ainsi mettre en évidence un certain nombre de points. En effet, la simulation montre le rôle essentiel des fascias. En effet il était numériquement impossible de réaliser la simulation de l'accouchement sans considérer les interactions entre les organes c'est-à-dire sans considérer les corrélations entre les déplacements de deux objets accolés.

Les simulations permettent également de constater que les ligaments ronds et larges subissent des déformations très faibles. Ils ont en effet été préalablement fortement étirés tout au long de la grossesse car ils ont suivi l'augmentation progressive de volume de l'utérus. De part leur position dans le système au moment de l'accouchement ces ligaments travaillent donc surtout en compression tout au long de l'accouchement. En revanche, les ligaments utéro-sacrés semblent subir de grandes déformations au moment de l'accouchement, de part leur situation topologique. Ces ligaments sont en effet accrochés à l'isthme et au col utérin qui subit de grands déplacements et de grandes déformations au passage de la tête fœtale. Enfin, les analyses préliminaires des déformations montrent qu'au niveau du plancher pelvien les muscles bulbo-spongieux, transverse superficiel ainsi que le centre tendineux sont extrêmement sollicités lors du passage de la tête. Ces résultats devant être complétés par une étude comparative de l'amplitude des déformations mises en jeu dans les différents éléments de suspension et de soutien des organes afin d'évaluer les zones où les traumatismes seront potentiellement les plus importants au cours de l'accouchement.

Un certains nombres d'améliorations sont nécessaires afin de rendre le modèle numérique plus fiable. En effet, les premières simulations mettent en évidence le rôle essentiel des fascias il est donc essentiel d'améliorer leur prise compte dans le modèle, avec une meilleur définition de leur géométrie et leurs propriétés. En terme de propriétés mécaniques des tissus, les propriétés sont ici issues de caractérisation effectuées sur des cadavres non enceintes, or l'évolution des propriétés mécaniques des tissus au cours de la grossesse a part ailleurs été observée sous l'effet des changements hormonaux [16-17]. Il est donc nécessaire de prendre en compte cette évolution des propriétés afin d'avoir un modèle plus représentatif. D'autre part des hypothèses de comportement élastique linéaire isotrope en grandes transformations ont été effectuées. Ce modèle ne tient donc pas compte du comportement hyper élastique des tissus ni de leur anisotropie potentielle. Enfin, la simulation réalisée ne modélise que le passage de la tête fœtale, il serait nécessaire pour avoir des informations plus précises de segmenter le corps complet du fœtus afin de pouvoir simuler l'accouchement complet.

5. Conclusion

L'objectif de ce travail était de construire un modèle numérique permettant de simuler le passage de la tête fœtale lors de l'accouchement et d'en montrer la faisabilité numérique. L'accouchement est en effet un évènement traumatique majeur qui peut avoir des conséquences importantes à long terme. Il peut notamment être l'origine de troubles de la statique pelvienne. L'objectif de ce travail est donc de simuler le passage de la tête fœtale au cours de l'accouchement afin d'identifier les zones subissant les déformations les plus importantes. Ces informations permettront de mieux identifier les zones potentiellement endommagées par l'accouchement et permettront de mieux comprendre les mécanismes à l'origine de troubles de la statique pelvienne afin de définir des moyens de prévention.

La géométrie des organes a été reconstruite à partir de segmentations manuelles réalisées sur des IRM statiques effectuées sur une femme enceinte de 7 mois. Le plancher pelvien a été reconstruit à partir de segmentations IRM partielles et de données anatomiques. Le système ligamentaire a été adapté à partir de la connaissance du système fonctionnel de femme non enceinte. Une homothétie de

l'utérus et de la tête fœtale a permis d'obtenir des volumes correspondant aux moyennes d'une grossesse à terme. Les propriétés mécaniques de la littérature ont été utilisées. La descente de la tête a été pilotée en déplacement et la trajectoire définie par les médecins participant à ce travail.

Les simulations réalisées montrent qu'il est possible de simuler le passage de la tête fœtale à travers le col de l'utérus, le vagin et le plancher pelvien lors de l'accouchement. Les résultats mettent évidence le rôle essentiel des fascias et montrent que les ligaments utéro-sacrés subissent les déformations les plus importantes au cours de l'accouchement. Afin de compléter ce travail il s'agit maintenant d'analyser de façon plus approfondie les champs de déformations obtenus afin d'effectuer une étude comparative et de localiser les zones où les traumatismes seront potentiellement les plus importants. Enfin il sera également possible de simuler différents scénarios d'accouchement afin d'évaluer les traumatismes potentiellement engendrés sur le système en fonction du scénario (taille de la tête, trajectoire, variétés de présentation etc.)

4. Références bibliographiques

- [1] Creedy D. K., Shochet I. M., Horsfall J.. *Childbirth and the development of acute trauma symptoms: incidence and contributing factors*. Birth 27(2): 104–111, 2000.
- [2] Murphy D. J., Pope C., Frost J., Liebling R. E., *Women's views on the impact of operative delivery in the second stage of labour: Qualitative interview study*. British Medical Journal 327: 1132–1135, 2003
- [3] M. Bortolini, H. Drutz, D. Lovatsis, M. Alarab, *Vaginal delivery and pelvic floor dysfunction: current evidence and implications for future research*, international urogynecology journal, 21,8, pp 1025-1030, 2010.
- [4] Samuelsson E, Victor F, Tibblin G, Svardsudd K. *Signs of genital prolapse in a Swedish population of women 20 to 59 years of age and possible related factors*. Am J Obstet Gynecol, Vol. 180, 299-305, 1999.
- [5] R. Buttin, F. Zara, et al. *Simulation biomécanique de la descente fœtale sans trajectoire théorique imposée*. Revue Electronique Francophone d'Informatique Graphique 5(2): 1-13,2011.
- [6] A. Keddhar, C. Devine, M. Brunel, C. Duriez, O. Sibony, *Preliminary design of a childbirth simulator haptic feedback*, In. *Intelligent Robots and Systems*, (IROS 2004). Proceedings. 2004 IEEE/RSJ International Conference on, vol. 4, pp. 3270-3275. IEEE, 2004.
- [7] Moreau, R. *Le simulateur BirthSIM : un outil complet pour la formation sans risque en obstétrique*. Thèse de doctorat de l'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 2007
- [8] Hoyte, L., M. S. Damaser, et al. *Quantity and distribution of levator ani stretch during simulated vaginal childbirth*. Am. J. Obstet. Gynecol. 199:198.e1-188.e5, 2008
- [9] Parente, M. P., R. M. Natal Jorge, et al. *Computational modeling approach to study the effects of fetal head flexion during vaginal delivery*. American Journal of Obstetrics and Gynecology 203(3): 217.e211-217.e216, 2010
- [10] Li, X., J. Kruger, et al. *Anisotropic effects of the levator ani muscle during childbirth*. Biomechanics and Modeling in Mechanobiology 10(4): 485-494, 2011
- [11] Martins, J. A. C., M. P. M. Pato, et al. *Finite Element Studies of the Deformation of the Pelvic Floor*. Annals of the New York Academy of Sciences 1101(1): 316-334, 2007
- [12] Bibin, L., J. Anquez, et al. *Whole-Body Pregnant Woman Modeling By Digital Geometry Processing With Detailed Uterofetal Unit Based on Medical Images*. IEEE Trans. Biomed. Engineering 2346-2358, 2010
- [13] Kamina P. *Anatomie Clinique*, tome 4, Paris : Maloine, 2008
- [14] Vallet A., Witz JF., Brieu M., Rubod C., Cosson M., *Simulation of pelvic mobility: topology optimization of ligamentous system*, Comp. Meth. Biomech. Biomed. Engg., Vol. 14, Is. 1, 159-163, 2011.
- [15] Rubod C., Brieu M., Boukerrou M., Dubois P., Cosson M., *Biomechanical properties of vaginal tissue: New experimental protocol*, J. Urology, Vol. 178, Is. 1, 320-325, 2007.
- [16] E. Mazza, A. Nava, M. Bauer, R. Winter, M. Bajka, G. A. Holzapfel *Mechanical properties of the human uterine cervix : An in vivo study*, 10, pp125-136, 2006
- [17] Rahn, D. D., M. D. Ruff, et al *Biomechanical properties of the vaginal wall: effect of pregnancy, elastic fiber deficiency, and pelvic organ prolapse*. American Journal of Obstetrics and Gynecology 198(5): 590.e591-596, 2008
- [18] Lansac, J., G. Body, et al. *Pratique de l'accouchement*, Masson, 2011
- [19] Schaal, J., D. Riethmuller, et al. *Mécanique et Techniques Obstétricales*, Sauramps medical, 2007